Technologie Hydrofiber® : son rôle dans la prise en charge de l'exsudat

Faire coïncider les propriétés des pansements aux besoins des plaies est un élément fondamental pour un bon protocole de soins. Cependant, le mécanisme de gestion des exsudats est complexe et de nombreux facteurs sont à prendre en compte. Cet article présente ces facteurs, en donnant des exemples de leurs effets selon les types de pansements et les composants. Grâce à des preuves scientifiques et cliniques, l'article illustre en détail un composant moderne : la Technologie Hydrofiber® et comment il a été développé pour combiner le meilleur des attributs des pansements traditionnels tout en éliminant certains de leurs défauts.

Mike Walker, David Parsons

MOTS CLÉS
Cicatrisation des plaies
Technologie Hydrofiber®
Conformabilité
Prise en charge de l'exsudat

Les soins et la cicatrisation des plaies chroniques constituent souvent un processus long et coûteux. D'après certaines estimations, les coûts annuels des soins de plaies supportés par le National Health Service britannique est de l'ordre de 2,3 à 3,1 milliards de livres sterling, ce qui, selon les chiffres pour 2005/2006, est équivalent à 3 % des dépenses totales pour la santé (Posnett et Frank, 2007). Cependant, il est difficile d'en évaluer le véritable coût, ces soins impliquant davantage que le simple prix d'un pansement. Un audit sur le soin des plaies (Drew et al., 2007) (de quelque 590 000 personnes d'une population locale dans le nord de l'Angleterre) a révélé qu'une personne sur 360 avait eu une plaie importante et qu'une proportion relativement élevée de ces personnes (24 %) avait présenté des plaies qui avaient duré plus de six mois. Une autre découverte majeure de l'audit a concerné le fait qu'environ 80 % du coût total des soins était imputable à des facteurs sans rapport avec les coûts des pansements mais à des complications des plaies (et à une cicatrisation retardée). Les auteurs ont notamment avancé l'opinion selon laquelle : « … chercher à réduire le coût des soins de plaies simplement en réduisant le coût des pansements n'aura probablement qu'un impact limité ».

Mike Walker, Conseiller principal à la recherche et David Parsons, Directeur adjoint, travaillent tous deux au service R&D des médicaments anti-infectieux, ConvaTec Global Development Centre, Deeside, Flintshire

La sélection d'un protocole de soins approprié est un facteur important pour obtenir le meilleur résultat clinique possible.

La sélection d'un protocole de soins approprié est un facteur important pour obtenir le meilleur résultat clinique possible. Le protocole doit inclure des recommendations qui garantissent que le choix du pansement repose sur des principes scientifiques, notamment la prise en compte du type de plaie et ses caractéristiques, ainsi que des propriétés et des performances du pansement (Thomas, 2009). Cependant, il ne s'agit pas d'une tâche aisée, puisque aucune plaie n'est identique à une autre, qu'elles sont susceptibles de présenter une anatomie complexe et que leur stade peut évoluer rapidement. Par conséquent, le pansement choisi doit non seulement générer et maintenir un environnement propice à la cicatrisation, mais également répondre et s'adapter aux besoins en constante évolution.

Rôle des pansements dans la prise en charge de l'exsudat et l'évolution de la plaie

Depuis l'article de référence de Winter consacré à la cicatrisation des plaies humides (1962), il est admis que le contrôle du liquide dans l'environnement de la plaie est essentiel. Un document de consensus publié par la WUWHS (World Union of Wound Healing Societies [Union mondiale des sociétés pour la cicatrisation]) indique que les pansements doivent avoir la capacité d'absorber et de retenir les fluides, de contrôler ses taux d'évaporation et de transmission, et de s'assurer que les composants nocifs de l'exsudat sont séquestrés (p. ex. les enzymes protéolytiques et les bactéries) (WUWHS, 2007).

Les pansements présentent de grandes différences en termes de capacité a gérer les fluides. Faire correspondre ces capacités à celui de l'exsudat de la plaie est essentiel lorsque l'on essaie d'établir et de maintenir un environnement humide (Bishop et al., 2003). L'intensité, le taux et la capacité d'absorption, le taux de conversion d'une absorption non retenue en absorption retenue (ou rétention), la vitesse à laquelle le liquide absorbé et retenu peut être perdu par évaporation et la façon dont le pansement peut modifier le taux de production de l'exsudat sont autant d'éléments à prendre en compte.

Effets possibles de ces facteurs

Une absorption trop importante, par exemple générée par un polymère superabsorbant, peut dessécher la plaie et se traduire par l'assèchement du lit de la plaie et/ou une adhérence indésirable au tissu en voie de cicatrisation (WUWHS, 2007). Si l'absorption est lente, comme l'absorption fournie par les pansements hydrocolloïdes, une utilisation sur une plaie fortement exsudative sera inappropriée. L'adhésif du pansement sera défaillant et l'exsudat non absorbé pourra provoquer une macération et la détérioration de la plaie. Cependant, utilisés de manière

appropriée sur des plaies superficielles (qui ont tendance à être sèches ou très peu exsudatives), les pansements hydrocolloïdes ont prouvé qu'ils étaient plus efficaces pour faire progresser la cicatrisation et réduire la douleur ou le degré d'infection (Beam, 2007) que les pansements avec une rétention des fluides minimes (ex: compresses).

La capacité d'absorption d'un pansement est un compromis entre plusieurs besoins contradictoires. Une capacité insuffisante (pour la quantité d'exsudat formé et la fréquence de changement du pansement indiquée) se traduira par une fuite et une macération nécessitant des changements de pansements plus fréquents (WUWHS, 2007). À l'inverse, un pansement doté d'une haute capacité d'absorption sera volumineux et risquera de devenir lourd avant d'avoir atteint la fin de sa durée de vie utile ; cela pourra conduire à des problèmes de fixation, de fréquence de changement et de gêne pour le patient. Les compresses fines, les films et les pansements gras peuvent être classés dans la première catégorie, tandis que les hydrocellulaires épais et les pansements américains peuvent être rangés dans la seconde (Parsons et al., 2005).

Les fluides non retenus peuvent être définis comme des fluides absorbés qui restent libres de se mouvoir à l'intérieur du pansement. Ce mouvement peut être provoqué par capillarité, par la gravité ou par une variation de la pression appliquée, telle que la variation générée par les mouvements du patient. Si elle peut constituer une caractéristique souhaitable pour éloigner le liquide de la plaie, un mouvement non contrôlé peut conduire les liquides à transpercer le pansement (ce qui est susceptible de compromettre la fonction de barrière du pansement), une fuite et une macération de la peau périlésionnelle. La non-rétention du fluide est une caractéristique des pansements tels que les compresses, les hydrocellulaires et les alginates à gélification lente, la caractéristique commune de ces pansements étant qu'ils utilisent tous des espaces physiques macroscopiques pour retenir le liquide (*Figure 1*) (Agren, 1996). Les défauts de cette méthode de prise en charge des fluides sont l'interpénétration de ces espaces qui crée des canaux continus d'absorption sur l'ensemble du pansement, et la possibilité de réduire le volume de ces espaces d'absorption lorsqu'ils sont comprimés, ce qui peut être à l'origine de fuites, des fluides étant alors libérés du pansement (Waring et Parsons, 2000).

On obtient habituellement une rétention en transférant les fluides des espaces physiques macroscopiques vers la structure moléculaire des composants du pansement. Cet effet s'observe sous forme de gélification dans les hydrocolloïdes, les alginates et les pansements qui contiennent la Technologie Hydrofiber® (TH) (*Figure 2*). Dans cet état de gélification, la composante eau d'un fluide devient légèrement liée à la structure chimique par une force connue sous le nom de liaison hydrogène. La liaison hydrogène empêche le liquide de circuler librement à travers le pansement mais maintient un environnement humide. Le fluide présent dans les tissus cutanés normaux (sains) existe dans ce même état de « liaison » (Scheuplein, 1996). Les gels de ce type (principalement de l'eau) sont non-adhérents au tissu de la plaie et non-irritants — les lentilles de contact souples modernes, constituées de 50 % d'eau, en sont un bon exemple (Arciola et al., 1995).

La vitesse de gélification constitue un facteur de différenciation entre les hydrocolloïdes, les alginates et les pansements qui contiennent la Technologie Hydrofiber®. Dans les hydrocolloïdes, la gélification est limitée par la vitesse à laquelle le liquide peut se diffuser à travers la matrice adhésive et par le taux de dilatation possible de celle-ci (Ladenheim, 1991). Bien que ces effets puissent être modifiés par le niveau, la taille et la composition des particules hydrocolloïdes, le processus est généralement considéré comme lent (de plusieurs heures à plusieurs jours) (Ladenheim, 1991). La gélification des alginates est également relativement lente et repose sur le type d'alginate et le taux de calcium (Thomas, 2000). L'élimination du calcium de l'alginate permet une gélification plus rapide, mais affaiblit progressivement la structure du gel jusqu'à conduire à sa liquéfaction et à la perte de toutes ses propriétés de rétention (Agren, 1996 ; Thomas, 2000). Dans les pansements TH, le processus de gélification se produit en quelques secondes, mais la résistance du gel est conservée au lieu d'être continuellement réduite, les fibres restant insolubles (Waring et Parsons, 2000).

Les pansements gélifiants sont capables de modérer la vitesse de production de l'exsudat par un processus connu sous le nom de blocage par gel (''Gel-Blocking''). La formation du gel réduit progressivement la capacité d'absorption et, lorsque la capacité de rétention approche de son maximum, s'oppose à toute transmission de liquide supplémentaire à travers le gel (Waring et Parsons, 2000). Les pansements TH présentent une forte capacité d'absorption initiale mais, du fait de la rapidité du processus de gélification, la rétention et la formation du gel entrent rapidement en jeu, ralentissant la propagation de l'absorption, empêchant ainsi la diffusion latérale (Waring et Parsons, 2000). La vitesse de gélification des alginates étant plus lente, une diffusion latérale étendue peut se produire, ce qui augmente ultérieurement le risque de macération (Agren, 1996). Malgré la lente absorption du liquide des pansements hydrocolloïdes, la formation du gel associée aux propriétés élastiques de l'adhésif peut avoir un effet sur le niveau d'exsudat (Thomas et al., 1996). L'accumulation du liquide retenu et transformé en gel peut provoquer une légère augmentation de la pression locale sur le lit de la plaie et sur ses

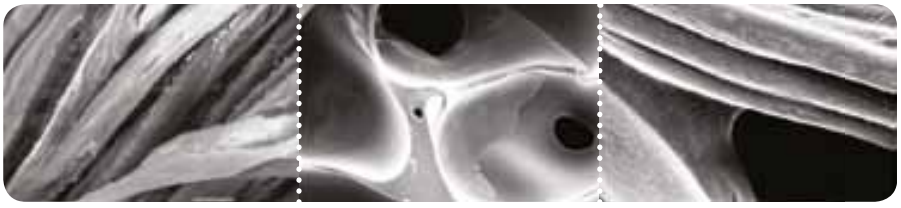

Figure 1. Images de microscopie électronique à balayage (MEB) de pansements dont les structures montrent un changement minime ou aucun changement après une courte période d'hydratation. À gauche : gaze ; au centre : mousse ; à droite : alginate. Barre = 10 µm dans chaque image.

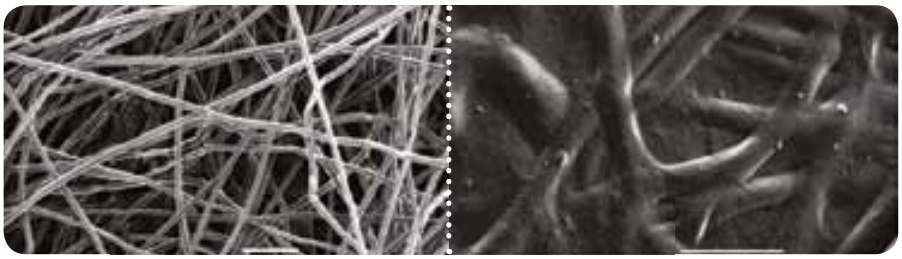

Figure 2. Images de MEB d'un pansement TH. À gauche : sec ; à droite : hydraté, montrant un gonflement significatif des fibres. Barre = 100 µm.

capillaires sanguins. Cette pression réduit la différence entre la pression du système sanguin interne et l'atmosphère, réduisant ainsi une des principales forces de production d'exsudat.

L'évaporation des fluides (taux de transmission de la vapeur d'eau [MVTR]) peut être utilisée pour modifier la capacité d'absorption des fluides du pansement. Avec les plaies fortement exsudatives, un MVTR élevé peut augmenter la capacité totale de gestion du liquide, ce qui peut accroître la durée de vie du pansement (WUWHS, 2007). D'autre part, pour les plaies faiblement exsudatives, les pansements dotés d'un MVTR lent ont montré que la présence d'un environnement retenant l'humidité est favorable à l'amélioration des taux de cicatrisation (Bolton et al., 2000). Pour les pansements ne permettant pas la rétention tels que les mousses hydrocellulaires ouvertes et les compresses, le MVTR, non contrôlé, est généralement très élevé (McColl et al., 2007). Dans ce cas, il est possible d'obtenir un meilleur contrôle par l'ajout d'un pansement secondaire ou d'un support tel qu'un film semi-perméable. Les films ont tendance à fonctionner à un taux fixe, et par conséquent le contrôle reste assez grossier. Pour les pansements capables de rétention, la fixation de l'humidité dans la structure du gel réduit également le taux de perte par évaporation. La vitesse de perte de l'humidité d'un gel est fonction du degré d'hydratation ; par conséquent, elle est lente à une faible teneur en humidité, mais augmente à mesure que le pansement approche de la saturation (McColl et al., 2007). Cet effet devrait conduire à un environnement humide plus équilibré favorable à la cicatrisation, l'absence de contrôle sur l'exsudat pouvant se traduire par la macération ou l'assèchement de la surface de la plaie. L'optimisation de la rétention du liquide est un aspect essentiel de la détermination des performances globales des pansements (McColl et al., 2007).

Enfin, les composants des pansements peuvent être associés, par exemple en plaçant une couche avec un effet de rétention en contact avec la plaie (pour fournir un environnement humide et non-adhérent), une couche à MVTR élevé sans effet de rétention sur cette première couche (pour gérer l'exsudat en excédent pendant l'écoulement maximum) et en renforçant le tout avec un film semi-perméable (pour réduire le risque d'adhérence) (Bishop et al., 2003). De nombreux pansements modernes sont constitués ainsi.

Pour les plaies chroniques et aiguës exsudatives

NOUVEAU AQUACEL® EXTRA™

• RÉSISTANCE •

AQUACEL® Extra™ est un dispositif médical.
Se référer aux mentions légales ci-après.

Hydrofiber® TECHNOLOGY

Pansements AQUACEL®
TESTÉS. PLÉBISCITÉS.

ConvaTec

www.convatec.fr

Tableau I
Propriétés des pansements TH

- Fournissent une excellente prise en charge de l'exsudat grâce à une absorption rapide (Waring et Parsons, 2000)
- La force de l'absorption n'est pas trop puissante en raison de la formation du gel (Waring et Parsons, 2000)
- Maintiennent l'équilibre hygroscopique tant dans les plaies aiguës que les plaies chroniques (Bishop et al., 2003)
- Réduisent le risque de macération (Coutts et Sibbald, 2005)
- Réduisent le risque d'infection de la plaie (Bowler et al., 1999 ; Walker et al., 2003)
- Contribuent à l'equilibre de la réponse inflammatoire (Hoeskstra et al., 2002)
- Minimisent les espaces morts dans lesquels les bactéries peuvent proliférer (Hoeskstra et al., 2002)
- Réduisent la douleur lors du retrait (Harding et al., 2001)

En résumé, la gestion des liquides n'est pas simplement une question d'augmentation de la capacité d'absorption. Il s'agit d'un problème bien plus complexe et dynamique. Dans l'idéal, le soignant ou le clinicien a besoin d'un pansement qui associe les propriétés susmentionnées ainsi que la capacité à adapter son comportement en cours d'utilisation, garantissant ainsi le maintien d'un milieu humide optimal.

La technologie Hydrofiber® et le défi de l'exsudat des plaies

La technologie Hydrofiber® (TH) est fondée sur des fibres hydrocolloïdes de carboxyméthylcellulose sodique. Elle a été spécifiquement élaborée pour les soins des plaies, de manière à inclure les attributs souhaitables des pansements plus traditionnels tels que les compresses, les alginates et les hydrocellulaires tout en améliorant les aspects liés à la prise en charge de l'exsudat (*Tableau I*). Le composant de départ est une forme de cellulose hautement purifiée, allongée en fibres quasi-parfaites par un processus similaire à celui utilisé pour les alginates. Dans les soins des plaies, nous rencontrons souvent les fibres de cellulose dans leur forme la plus naturelle : les compresses de coton. Bien que le coton soit un matériau polyvalent, il n'est pas doté d'un pouvoir d'absorption important ou d'une capacité à retenir les liquides (Jones, 2006). Cela est dû au fait que les espaces physiques présents dans les tissus en coton sont aisément comprimés et qu'au niveau moléculaire, les fibres de cellulose sont étroitement liées les unes aux autres et sont donc imperméables à l'humidité. Dans les pansements TH, les changements apportés à la structure macroscopique de la fibre et, au niveau moléculaire, permettent la perméabilité à l'humidité et la gélification de la fibre, garantissant l'amélioration des propriétés d'absorption et de rétention. Un nombre rigoureusement contrôlé de groupes carboxyméthyle sodique est introduit dans la structure moléculaire des fibres préformées, permettant la conservation suffisante des caractéristiques de la cellulose et procurent la résistance, tandis que l'ajout des groupes carboxyméthyle permet au liquide de pénétrer rapidement dans les fibres et de les dilater totalement. Le résultat est un gel cohésif qui résiste à la diffusion à l'intérieur des fibres et empêche la diffusion entre les fibres par la formation du gel (''Gel-Blocking''). Une étude *in vitro* a démontré que la nature de la liaison à l'intérieur de la structure gélifiée garantit la rétention et la séquestration du liquide dans le pansement, même sous compression (Waring et Parsons, 2000).

Par conséquent, les pansements TH offrent des propriétés d'hydratation qui les distinguent des autres pansements à base de fibres actuellement utilisés (Parsons et al., 2005). Ces propriétés physicochimiques ont donné naissance à toute une gamme de produits à base de TH possédant des proprietés gélifiants. La gélification propre à la TH permet non seulement une meilleure gestion du liquide mais engendre de nombreuses autres améliorations pour la prise en charge de la plaie comme par exemple le séquestration des composants nocifs de la plaie tels que les bactéries et les enzymes protéolytiques (Bowler et al., 1999 ; Hoekstra et al., 2002 ; Tachi et al., 2004 ; Walker et al., 2007).

L'exsudat des plaies est un liquide complexe et variable mais généralement constitué d'une base de liquide séreux à peu près isotonique et d'un important pourcentage d'eau. Les bactéries et les cellules du tissu lésé qui ont été stimulées par le traumatisme libèrent des enzymes potentiellement néfastes telles que la métalloprotéinase matricielle et l'élastase. Dans la plaie aiguë, la quantité de ces composants est sous le contrôle du mécanisme de cicatrisation normal et elle diminue au fur et à mesure de la cicatrisation. Dans la plaie chronique, ce mécanisme fonctionne mal et les niveaux restent élevés ; l'élimination de ces substances potentiellement néfastes de l'environnement de la plaie constitue donc un facteur important pour favoriser la cicatrisation de la plaie (Hoeskstra et al., 2002). Le transfert de l'exsudat de la plaie chronique vers la peau périlésionnelle peut conduire à la macération,

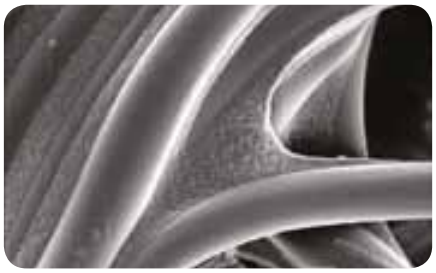

Figure 3. Image de microscopie électronique à balayage de gélification des fibres de la TH montrant une immobilisation de *Staphylococcus aureus*. Barre = 10 µm.

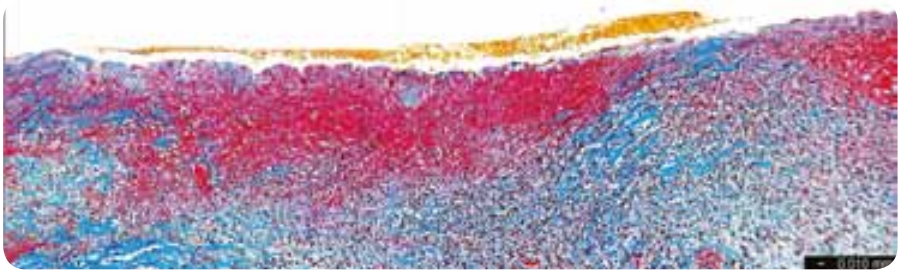

Figure 4. Coupe transversale de la surface d'une plaie chronique avec coloration MSB (martius/scarlet/blue). Coloration trichrome montrant une surface dont les contours sont suivis de façon irrégulière avec indication de globules rouges (en jaune), de dépôt de fibrine (en rouge) et de fibres de collagène (en bleu).

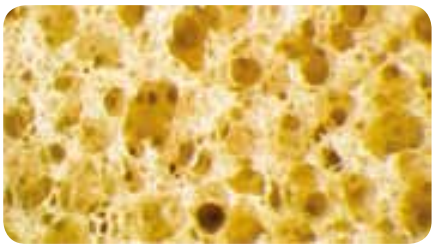

Figure 5. Structure de mousse hydrocellulaire montrant une alternance de zones de texture et d'espaces ouverts.

à une nouvelle dégradation de la plaie (Coutts et Sibbald, 2005) et, à la suite, à une altération des propriétés de barrière de la peau normale (Walker et al., 2008). La capacité d'un pansement à absorber et à retenir l'exsudat permet de laisser un pansement en place plus longtemps, ce qui réduit la fréquence des changements de pansement et améliore le rapport coût-efficacité (Harding et al., 2001). Les pansements non dotés d'une capacité de rétention peuvent entrainer des fuites, lesquelles sont susceptibles d'être exacerbées par des traitements concomitants tels que la compression dans la prise en charge des ulcères veineux de jambe (Thomas et al., 2007).

Les composants tels que les protéinases endogènes et les bactéries exogènes que l'on trouve dans l'exsudat des plaies, sont efficacement eliminés de la surface de la plaie, réduisant ainsi la probabilité d'une transmission vers la peau péri-lésionnelle. L'absorption rapide des liquides et leur conversion et rétention dans une structure cohésive en gel, donne aux pansements avec la TH, la capacité de séquestrer et retenir les liquides ainsi que les composants nocifs qu'ils contiennent. Par conséquent, le piégeage du liquide et des composants nocif à l'intérieur du pansement les empêche d'atteindre la surface de la plaie ce qui, est susceptible de conduire à « un processus de cicatrisation bien plus doux sans inflammation excessive » (Hoeskstra et al., 2002). On pense qu'il s'agit du résultat de la migration des leucocytes polynucléaires (PMN) dans le pansement TH, où ils restent viables et actifs (Hoekstra et al., 2002). Cela contribue efficacement à séparer physiquement les macrophages des PMN, permettant aux premiers d'intervenir sur la réparation tissulaire; la stimulations des seconds étant réduite (Hoeskstra et al., 2002).

La vitesse de gélification et la formation du gel plus lente des alginates peut conduire à la diffusion du liquide le long des fibres par capillarité, ce qui peut entraîner une plus grande propagation du liquide (Agren, 1996). Par conséquent, le liquide de la plaie et ses composants nocif sont moins retenus à l'intérieur du pansement (Bowler et al., 1999 ; Tachi et al., 2004). Une étude *in vitro* a montré que les pansements TH retenaient significativement plus de bactéries, p. ex. jusqu'à 70 % de *Staphylococcus aureus* et *Pseudomonas aeruginosa*, par rapport à 7 % à 12 % et 32 % à 41 % respectivement pour deux alginates ($p < 0,05$ pour les deux) (Bowler et al., 1999). Une autre étude *in vitro* a montré des bactéries immobilisées entre

Pour les plaies chroniques et aiguës exsudatives

NOUVEAU AQUACEL® EXTRA™

• ABSORPTION •

AQUACEL® Extra™ est un dispositif médical.
Se référer aux mentions légales ci-après.

Hydrofiber® TECHNOLOGY

Pansements AQUACEL®
TESTÉS. PLÉBISCITÉS.

ConvaTec

www.convatec.fr

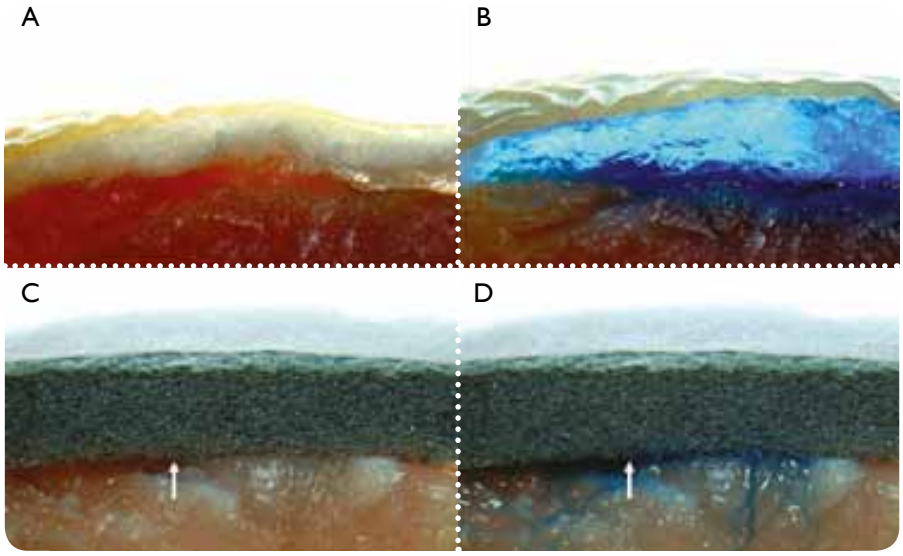

Figure 6. Microscopie par intervalles (time-lapse) *in vitro* montrant la conformabilité de deux pansements contenant de l'argent avec une surface de plaie irrégulière simulée (tissu de ventre porcin). Une solution isotonique teintée est lentement injectée à travers le tissu afin d'imiter une plaie exsudative. A : application d'un pansement TH sec. Des zones de non conformabilité sont visibles ; B : les fibres hydratées de la TH forment un gel cohésif qui se conforme à la surface irrégulière ; C : application d'un pansement hydrocellulaire mousse sec contenant de l'argent. Des zones de non conformabilité sont visibles ; D : on aperçoit des zones où le liquide s'est accumulé en raison du manque de conformabilité du pansement hydrocellulaire-mousse contenant de l'argent.

plusieurs fibres individuelles à l'intérieur d'un pansement TH (Walker et al., 2003) (*Figure 3*), tandis qu'une étude *in vivo* faisant appel à un modèle animal de plaie infectée a mis en évidence une plus grande séquestration (< 0,05) des bactéries de *P. aeruginosa* et *S. aureus* à l'intérieur d'un pansement TH que dans les alginates (Tachi et al., 2004).

Les compresses sont encore plus vulnérables à ces effets dans la mesure où aucune structure de type gel n'y est formée. Les conséquences d'une absence de rétention ont été démontrées par une étude dans laquelle les auteurs ont prouvé une dispersion de bactéries propagées par l'air lors du retrait de la compresse (Lawrence et al., 1992). De même, les hydrocellulaires mousse peuvent uniquement absorber le liquide. Les composants nocif (telles que les bactéries) peuvent se regrouper au sein des espaces de la structure même du pansement (*Figure 1* au centre) et, si ces pansements sont soumis à une pression, le liquide et ses composants nocif peuvent être libérés et s'échapper en dehors du pansement (Parsons et al., 2005).

Le lit d'une plaie est rarement une surface plane ou régulière ; en particulier, les plaies chroniques présentent une topographie unique (*Figure 4*). Comme nous l'avons précédemment indiqué, le contrôle de l'humidité (en particulier à la surface de la plaie) est un facteur essentiel pour fournir des conditions optimales pour la cicatrisation. Les pansements qui ne se conforment pas suffisamment aux reliefs de la plaie laissent des vides, souvent appelés "espaces morts" (Snyder; 2005), dans lesquels les liquides peuvent s'accumuler. À l'intérieur de ces espaces morts, le liquide recueilli peut circuler librement entre le pansement et la surface de la plaie et fournir un foyer pour l'accumulation des populations bactériennes et des enzymes. Les types de pansements pour lesquels la conformabilité aux reliefs de la plaie est le moins probable sont les pansements constitués de matières plastiques (telles que le polyuréthane ou le polyéthylène) et les pansements composites dans lesquels la combinaison de différentes couches génère une certaine rigidité. La structure de ces pansements incapables de retenir les liquides et non gélifiants conduit à l'alternance de zones en contact avec la plaie et d'espaces morts (*Figure 5*). Certaines mousses en plastique se dilatent à mesure qu'elles absorbent le liquide et, selon la façon dont le pansement est fixé, finissent par perdre totalement le contact avec le lit de la plaie. Du fait de taux d'évaporation plus élevés, le liquide libre sèche plus rapidement que le liquide retenu, augmentant ainsi le risque de créer des conditions dans lesquelles le pansement pourrait adhérer à la plaie. Le retrait d'un pansement adhérant à la plaie peut être douloureux et perturbe le tissu en voie de cicatrisation. Dans certaines régions, on utilise toujours régulièrement des compresses, réputées fournir des conditions humides pour la cicatrisation de la plaie s'elles sont imprégnées de solution saline. En réalité, ces pansements sont rarement maintenus suffisamment humides (Jones, 2006), ce qui en fait des « compresses humides qui s'assèchent » ('wet-to-dry' dressing) susceptibles d'être douloureuses lors de leur retrait et non sélectives en termes des tissus qu'elles éliminent (Jones, 2006).

Dans l'idéal, un pansement doit être souple, conformable et doux à l'application de façon à pouvoir prendre la même forme que la plaie (sans exercer de pression excessive) et être en contact étroit avec cette dernière. Une faible dilatation lors de l'absorption du liquide de la plaie peut être souhaitable pour garantir un bon ajustement ainsi que la formation d'une couche en contact avec la plaie qui soit continue, humide et non adhérente. Les fibres des pansements TH sont fines et souples. Présentées sous un format de compresses non-tissés, elles présentent les caractéristiques souhaitées d'un pansement sec. À mesure que les pansements TH absorbent l'exsudat, une légère augmentation de son épaisseur se produit, générée par le gonflement et la fusion des fibres. Par conséquent, la formation d'un gel souple et translucide fournit une conformabilité sur des surfaces irrégulières de plaies, qui à son tour procure un contact intime avec le lit de la plaie. Des études de microscopie par intervalles (time-lapse) *in vitro* ont permis de montrer comment les pansements TH épousent les reliefs d'une plaie irrégulière simulée (p. ex. du tissu de ventre porcin) (*Figure 6 A et B*). À l'inverse, les pansements en mousse (polyuréthane) plastique n'ont pas réussi à bien se conformer à la surface de ce tissu et des zones d'espaces

Points a revoir

Les pansements contenant la Technologie Hydrofiber® :

- permettent une absorption rapide et équilibrée ;
- épousent les reliefs microscopiques des surfaces irrégulières des plaies ;
- réagissent aux changements qui se produisent dans l'environnement de la plaie.

morts contenant une accumulation de liquide étaient évidentes (*Figure 6 C et D*).

La capacité de certains pansements contenant des fibres à gonfler rapidement limite l'espace laissé entre le pansement et le lit de la plaie dans lequel les bactéries sont susceptibles de proliférer (Jones, 2006). D'autres éléments de preuve ont été fournis par des coupes histologiques de pansements sur un modèle animal *in vivo* de brûlure de second degré (Hoeskstra et al., 2002). Dans ces études, les auteurs ont montré qu'après l'application d'un pansement TH sur une brûlure, la conformabilité avec la surface de la plaie (*Figure 7A*) encourageait la réépithélialisation au travers de l'interaction du caillot de fibrine avec le pansement TH hydraté (*Figure 7B*) (Hoeskstra et al., 2002). À l'inverse, sur le même modèle, les fibres de cellulose d'une compresse n'ont pas gonflé et n'ont donc pas pu absorber la fibrine, ce qui s'est traduit par un processus de réépithélialisation plus chaotique, susceptible de générer des lésions tissulaires lors du retrait du pansement (*Figure 7C*) (Hoeskstra et al., 2002).

Une étude clinique réalisée en ville a évalué les performances globales de deux pansements contenant des fibres – alginate et pansement hydrofibre (TH) – sur plusieurs critères, ex: (p. ex. facilité d'application/de retrait et douleur lors des changements de pansements (Harding et al., 2001). Les résultats ont montré que le pansement TH s'est révélé significativement meilleur qu'un alginate pour tous les paramètres testés (rétention de l'exsudat [$p = 0{,}002$] ; facilité d'application [$p = 0{,}03$] ; facilité de retrait [$p = 0{,}006$] ; douleur lors du changement de pansement [$p < 0{,}001$] et adhérence du pansement [$p < 0{,}001$]) (Harding et al., 2001). De même, dans une étude multicentrique visant à répondre aux préoccupations des praticiens vis à vis de la douleur et des traumatismes, les pansements TH et les hydrogels ont été désignés comme les pansements les moins susceptibles de provoquer des douleurs lors des changements de pansements (Moffatt et al., 2002). Dans la même étude, les pansements hydrocellulaires et les hydrocolloïdes étaient les suivants, suivis par les pansements faiblement adhérents, les tulles gras, les films et les pansements en viscose, les compresses provoquant le plus de douleurs lors des changements de pansements (Moffatt et al., 2002). Dans une analyse sur l'utilisation des compresses, les auteurs ont évoqué l'existence de preuves substantielles permettant de montrer que les pansements

Pour les plaies chroniques et aiguës exsudatives

NOUVEAU AQUACEL® EXTRA™

• SÉQUESTRATION •

AQUACEL® Extra™ est un dispositif médical de classe IIb (CE0086), fabriqué par ConvaTec. Il est destiné au traitement des plaies chroniques et des plaies aiguës exsudatives. AQUACEL® Extra™ est remboursable par la Sécurité Sociale au titre 1er, chapitre 3, section 1, sous-section 1, paragraphe 5 de la L.P.P.R dans la prise en charge des plaies aiguës et chroniques très exsudatives sans distinction de phase. Lire attentivement la notice d'instruction du produit avant utilisation. Les pansements de type hydrocolloïdes, hydrocellulaires, alginate, hydrogel, en fibres de carbométhylcellulose, à base d'acide hyaluronique, interface (toute forme), à l'argent et vaselinés ne sont pas destinés à être associés entre eux sur une même plaie sauf précision contraire à la nomenclature. L'association entre deux ou plus de ces pansements pour une même plaie n'est pas prise en charge à l'exception des cas prévus par la nomenclature. Se reporter à la notice d'utilisation des produits pour un mode d'emploi complet.

Septembre 2013 - ®/™ sont des marques déposées de ConvaTec Inc. © 2013. ConvaTec Inc.

Hydrofiber® TECHNOLOGY

Pansements AQUACEL®
TESTÉS. PLÉBISCITÉS.

ConvaTec

www.convatec.fr

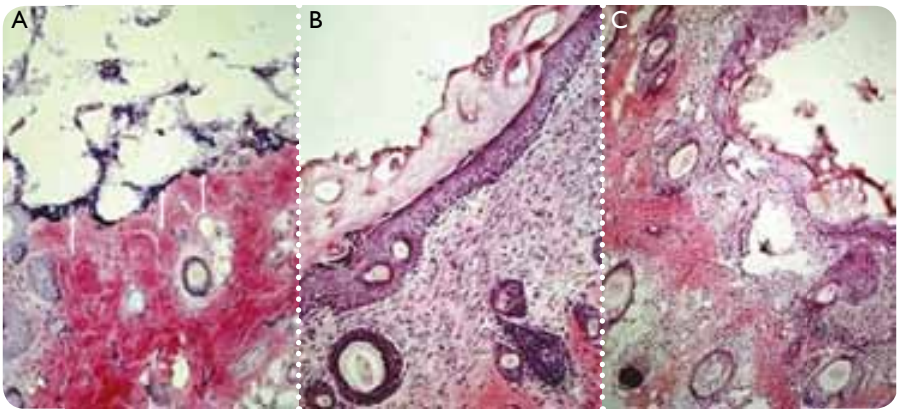

Figure 7. Application de pansements sur un modèle animal *in vivo* de brûlure de second degré *in vivo*. A : l'interaction de la fibrine à l'interface pansement-plaie offre une bonne conformabilité du pansement TH hydraté avec le tissu de la plaie sous-jacent (flèches) ; B : une réépithélialisation peut ainsi avoir lieu sans être perturbée ; C : les compresses permet aux cellules de proliférer dans les espaces ouverts, de sorte qu'une lésion du tissu est très probable lors du retrait du pansement.

retenant l'humidité fournissent des bénéfices cliniques plus importants en termes de cicatrisation, de douleur et de lutte contre l'infection (Jones, 2006).

Conclusion

Dans le cadre de leur protocole de soins, cliniciens et soignants doivent faire des choix de pansements appropriés fondés sur de bonnes connaissances, la compréhension des pansements et de leurs propriétés respectives. Celles-ci doivent comprendre la capacité d'un pansement à fournir et à maintenir un milieu humide optimal sur la plaie au travers d'une bonne prise en charge de l'exsudat, et la capacité à minimiser la macération périlésionnelle en réduisant la diffusion du liquide. Une autre capacité tout aussi importante d'un pansement consiste à offrir une bonne conformabilité avec le lit de la plaie et à éliminer les espaces morts, ainsi qu'à séquestrer les bactéries et les enzymes protéolytiques potentiellement pathogènes. Une bonne prise en considération de ces facteurs devrait aider les cliniciens et les soignants à faire de meilleurs choix de pansements, en s'assurant que le produit choisi correspond le mieux aux besoins individuels de chaque patient (Dowsett, 2008). WUK

Références

Agren MS (1996) Four alginate dressings in the treatment of partial thickness wounds: a comparative experimental study. *Br J Plast Surg* **49**: 129–34

Arciola CR, Maltarello MC, Cenni E, Pizzoferrato A (1995) Disposable contact lenses and bacterial adhesion. *In vitro* comparison between ionic/high-water-content and non-ionic/low-water-content lenses. *Biomaterials* **16**: 685–90

Beam JW (2007) Management of superficial to partial thickness wounds. *J Athl Train* **42(3)**: 422–4

Bishop SM, Walker M, Rogers AA, Chen WYJ (2003) Moisture balance: optimising the wound-dressing interface. *J Wound Care* **12**: 125–8

Bolton LL, Monte K, Pirone LA (2000) Moisture and healing: beyond the jargon. *Ostomy/Wound Mange* **46 (Suppl1A)**: 51S–62S

Bowler PG, Jones SA, Davies BJ, Coyle E (1999) Infection control properties of some wound dressings. *J Wound Care* **8(10)**: 499–502

Coutts P, Sibbald RG (2005) The effect of a silver-containing hydrofiber® dressing on superficial wound bed and bacterial balance of chronic wounds. *Int Wound J* **2**: 348–56

Dowsett C (2008) Managing wound exudate: role of Versiva XC gelling foam dressing. *Br J Nurs* (Tissue Viability Supplement) **17(11)**: S38–S42

Drew P, Posnett J, Rusling L (2007) The cost of wound care for a local population in England. *Int J Wound* **4**: 149–55

Hoeskstra MJ, Hermans MHE, Richters CD, Dutrieux RP (2002) A histological comparison of acute inflammatory responses with a hydrofiber or tulle gauze dressing. *J Wound Care* **11(2)**: 113–9

Harding KG, Price P, Robinson B, Thomas S, Hofman D (2001) Cost and dressing evaluation of Hydrofiber and alginate dressings in the management of community-based patients with chronic leg ulceration. *WOUNDS* **13(6)**: 229–36

Jones VJ (2006) The use of gauze: Will it ever change? *I Wound* **3**: 79–86

Ladenheim D (1991) Some factors affecting the properties and performance of dermatological patches. PhD Thesis, Dept of Pharmacy, Brighton Polytechnic, Brighton: 247–55

Lawrence JC, Lilly HA, Kidson A (1992) Wound dressings and airborne dispersal of bacteria. *Lancet* **339(8796)**: 807

McColl D, Cartlidge B, Connolly P (2007) Real-time monitoring of moisture levels in wound dressings *in vitro*: An experimental study. *Int J Surg* **5**: 316–22

Moffatt CJ, Franks PJ, Hollinworth H (2002) Understanding wound pain and trauma: an international perspective In: Moffatt CJ, ed. European Wound Management Association (EWMA). *Position Document. Pain at wound dressing changes*. London: MEP Ltd: 2–7

Parsons D, Bowler PG, Myles V, Jones S (2005) Silver antimicrobial dressings in wound management: a comparison of antibacterial, physical, and chemical characteristics. *WOUNDS* **17(8)**: 222–32

Posnett J, Frank PJ (2007) The costs of skin breakdown and ulceration in the UK. In: Pownall M, ed. *Skin Breakdown: The Silent Epidemic*. Smith and Nephew Foundation, Hull: 6–12

Scheuplein RJ (1966) Analysis of permeability data for the case of parallel diffusion pathways. *Biophys J* **6**: 1–17

Snyder RJ (2005) Managing dead space. *Podiatry Mange* **24**: 171–4

Tachi M, Hirabayashi S, Yonehara Y, Suzuki Y, Bowler PG (2004) Comparison of bacteria-retaining ability of absorbent wound dressings. *Int Wound* **1**: 177–81

Thomas S (2009) A structured approach to the selection of dressings. Available online at:www.worldwidewounds.com/1997/july/Thomas-Guide/Dress-Select.html [accessed 7 October, 2009]

Thomas S (2000) Alginate dressings in surgery and wound management – Part 1. *J Wound Care* **9(2)**: 56–60

Thomas S, Fear M, Humphreys J, Disley L, Waring MJ (1996)The effect of dressings on the production of exudate from venous leg ulcers. *Wounds* **8(5)**: 145–9

Walker M, Hobot JA, Newman GR, Bowler PG (2003) Scanning electron microscopic examination of bacterial immobilisation in a carboxymethyl cellulose (AQUACEL®) and Alginate Dressing. *Biomaterials* **24**: 883–90

Walker M, Bowler PG, Cochrane CA (2007) In vitro studies to show sequestration of matrix metalloproteinases by silver-containing wound care products. *Ostomy/Wound Management* **53(9)**: 18–25

Walker M, Hadgraft J, Lane M (2008) Investigation of the permeability characteristics of peri-ulcer and whole ischaemic skin tissue. *Int J Pharm* **357**: 1–5

Waring MJ, Parsons D (2000)Physico-chemical characterisation of carboxy-methylated spun cellulose fibres. *Biomaterials* **22**: 903–12

Winter GD (1962) Formation of the scab and the rate of epithelialisation of superficial wounds in the skin of the young domestic pig. *Nature* **193**: 293–4

World Union of Wound Healing Societies (WUWHS) (2007) *Principles of best practice: Wound exudate and the role of dressings. A consensus document*. London: MEP Ltd